

-1- (JAPIO)
AN - 85-072542
TI - LIGHT RAY CT APPARATUS
PA - (2000199) SHIMADZU CORP
IN - TAMURA, MAMORU; TAKADA, MICHINOSUKE; TOKUHARA, YASUTAKA; ANDO, OSAMU
PN - 85.04.24 J60072542, JP 60-72542
AP - 83.09.28 83JP-181563, 58-181563
IC - A61B-010/00; G01N-021/17
JC - 28.2 (SANITATION—Medical); 45.4 (INFORMATION PROCESSING—Computer Applications); 46.2 (INSTRUMENTATION—Testing)
FKW - R002 (LASERS); R012 (OPTICAL FIBERS); R115 (X-RAY APPLICATIONS)

-2- (JAPIO)
AN - 78-000887
TI - TAPERED WAVE GUIDE
PA - (2000213) SUMITOMO ELECTRIC IND LTD
IN - HOSHIKAWA, MASAO; MASUDA, YUICHI; KUWABARA, TORU
PN - 78.01.07 J53000887, JP 53-887
AP - 76.06.24 76JP-075116, 51-75116
SO - 78.03.09 SECT. E, SECTION NO. 20; VOL. 2, NO. 35, PG. 12669.
IC - H01P-003/14; H01P-005/08
JPC - 60C4; 98(3)C2
JC - 41.5 (MATERIALS—Electric Cables); 44.1 (COMMUNICATION—Transmission Circuits & Antennae)
AB - PURPOSE: To widen work space and to enable low loss joint by shortening tapered wave guide and lengthening flexible wave guide to obtain large curvature.

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑬ 公開特許公報(A)

昭60-72542

⑫ Int.Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和60年(1985)4月24日

A 61 B 10/00
G 01 N 21/17

7033-4C
A-7458-2G

審査請求 未請求 発明の数 1 (全6頁)

⑯ 発明の名称 光線CT装置

⑰ 特 願 昭58-181563

⑱ 出 願 昭58(1983)9月28日

⑲ 発 明 者 田 村 守 札幌市中央区宮の森3条10-5-3-41
⑲ 発 明 者 高 田 通 之 助 京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所三
条工場内
⑲ 発 明 者 徳 原 康 隆 京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所三
条工場内
⑲ 発 明 者 安 藤 修 京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所三
条工場内
⑲ 出 願 人 株式会社島津製作所 京都市中京区河原町通二条下ル一ノ船入町378番地
⑲ 代 理 人 弁理士 野河 信太郎

⑲ 明 細 書

1. 発明の名称

光線CT装置

2. 特許請求の範囲

1. 可視光および/または近赤外光の光ビームを被測定物体に放射するための光源手段、被測定物体を透過した前記光ビームを受光してその光強度に応じた信号を出力する光検出手段、被測定物体に対して異なる位置で前記光ビームを透過させるためのビーム走査手段、そのビーム走査手段に係る光ビーム位置信号と前記光検出手段の出力信号とに基いて被測定物体内部における測定対象の2次元分布を算出するデータ処理手段およびそのデータ処理手段で得た2次元分布を映像にして表示する映像表示手段を具備してなる光線CT装置。

2. 光源手段もしくは光検出手段のいずれかが分光手段を具備してなる請求の範囲第1項記載の光線CT装置。

3. 光源手段が、異なる2つのまたは3つ以上の波長の光ビームを放射可能である請求の範囲第1項または第2項記載の光線CT装置。

4. 光検出手段が、異なる2つのまたは3つ以上の波長の光ビームに対応する出力信号を弁別可能に出力しうる請求の範囲第3項記載の光線CT装置。

5. データ処理手段が、異なる2つのまたは3つ以上の波長の光ビームに対応する光検出手段の各波長に対応する出力信号の間で演算を行ない、その演算結果と光ビーム位置信号に基いて測定対象の2次元分布を算出する請求の範囲第4項記載の光線CT装置。

6. 光源手段がタングステンランプを含んでなる請求の範囲第1項～第5項のいずれかに記載の光線CT装置。

7. 光源手段がハロゲンランプを含んでなる請求の範囲第1項～第5項のいずれかに記載の光線CT装置。

8. 光源手段がキセノンランプを含んでなる請求

の範囲第1項～第5項のいずれかに記載の光線CT装置。

9. 光線手段がレーザ装置を含んでなる請求の範囲第1項～第5項のいずれかに記載の光線CT装置。

10. レーザ装置が色素レーザ装置からなる請求の範囲第9項記載の光線CT装置。

11. レーザ装置が半導体レーザ装置からなる請求の範囲第9項記載の光線CT装置。

12. 光検出手段が光電子増倍管を含んでなる請求の範囲第1項～第11項のいずれかに記載の光線CT装置。

13. 光検出手段がフォトダイオードを含んでなる請求の範囲第1項～第11項のいずれかに記載の光線CT装置。

14. 光検出手段がフォトトランジスタを含んでなる請求の範囲第1項～第11項のいずれかに記載の光線CT装置。

15. 光検出手段が光増電セルを含んでなる請求の範囲第1項～第11項のいずれかに記載の光線CT

装置。

3. 発明の詳細な説明

(イ) 産業上の利用分野

この発明は、物体ことに生体の断面像を得るためのコンピュータ断層撮影装置(以下CT装置と称す)に関する。

(ロ) 従来技術

従来のCT装置としては、X線CT装置、エミツションCT装置(ポジトロンCT装置、シングルフォトンCT装置)、NMR・CT装置および超音波CT装置が知られている。

これらのCT装置のうち生体の代謝機能を観測できるものはエミツションCT装置およびNMR・CT装置である。

しかしエミツションCT装置は放射線を観測するものであつて生体内にラジオアイソトープ(RI)を注入するために被曝を避けられない欠点があり、またNMR・CT装置は電磁波を観測するものであつて強い磁界を発生する設備や磁気

シールド設備を必要とするために装置自体や付帯設備が大型になる欠点がある。

一方、最近、光を利用して生体の細胞組織を分光学的に研究することが提案されている。[「心臓組織の酸素特性」山村その他「心臓」Vol. 14 No. 2 (1982)、[「ミオグロビンの生理的意義」山村その他「生物物理」Vol. 16 No. 1 (1978)、[「Optical Measurement of Intracellular oxygen Concentration of Rat Heart In Vitro」Tanura et al

ARCHIVES OF BIOCHEMISTRY AND BIOPHYSICS" Vol. 191 No. 1 November, 1978]。

(ハ) 発明の目的

この発明は、光とCT装置とを組合せた装置を提供するものであつて、すなわち光を利用して物体ことに生体の細胞組織を分光学的にかつ2次元的に解析しうる装置を提供するものである。

この発明の装置においてはたとえば生体におけ

るヘモグロビン、ミオグロビンなどの酸素分子と結合しうるタンパク質の酸素との結合状態を量的に2次元分布で観測でき、また呼吸鎖の構成成分であるチトクローム類などの酸化、還元状態は酸素濃度およびエネルギー状態の関数であり、これらの酸化、還元状態からミトコンドリアの酸素濃度を2次元分布で観測でき、これによりたとえば酸素欠乏状態のミオグロビンを観測することで血行障害等の器質性障害、その程度およびその正確な部位の発見に役立ち得るものである。

(ニ) 発明の構成

この発明のCT装置は、測定対象に対して吸収のある波長の光ビームを被測定物体に透過させ、その光ビームの強度のデータから被測定物体内部における測定対象の2次元分布像を得ることを特徴とするものであつて、光線CT装置と称しうるものである。

すなわち、この発明の光線CT装置は、可視光および/または近赤外光の光ビームを被測定物体に放射するための光線手段、被測定物体を透過し

た前記光ビームを受光してその光強度に依じた信号を出力する光検出手段、被測定物体に対して異なる位置で前記光ビームを透過させるためのビーム走査手段、そのビーム走査手段に係る光ビーム位置信号と前記光検出手段の出力信号とに基いて被測定物体内部における測定対象の2次元分布を算出するデータ処理手段およびそのデータ処理手段で得た2次元分布を映像にして表示する映像表示手段を具備して構成される。

上記光線手段による光ビームの波長は、被測定物体が生体である場合には500nm～1500nmであるのが好ましいが、これは500nmより短い波長では生体内での散乱が大きくなり、1500nmより長い波長では生体内の水分による吸収が大きくなって光ビームの透過率が著しく小さくなるからである。

上記光検出手段が受光する光ビームは、測定対象にたいして吸収度が選択的に大きい波長の単色光ビームであるか、又はその吸収度が選択的に大きい波長の単色光ビームおよび測定対象に対する吸収度がその単色光ビームと異なりかつ他の吸収

物質に対する吸収度が実質的に同程度の波長の単色光ビームの異なる2波長のもしくは3以上の波長の光ビームであるのが好ましい。異なる2波長もしくは3以上の波長の光ビームを使用するのは、反射、散乱や被検体の厚みの変化の影響を避けることが主目的である。異なる2波長の具体例としては、測定対象が水分である場合には、約1450nmの波長の光ビーム、もしくは約1450nmの波長の光ビームおよび約1200nmの波長の光ビームを挙げることができる。また測定対象がヘモグロビンである場合には、約650nmの波長の光ビーム、もしくは約650nmの波長の光ビームおよび約750nmの波長の光ビームを挙げることができる。約650nmと約750nmの2波長の光ビームを用いるとヘモグロビンのみを測定対象とできこれはヘモグロビンを指標として生体内の酸素濃度の観測が可能であることを意味し、また同時に酸素の代謝の観測も可能であることを意味している。ヘモグロビンは1000nm付近にも吸収ピークをもち、この波長を使った測定も可能である。さらに測定対象がチトク

ロームである場合には、約850nmの波長の光ビーム、もしくは約850nmの波長の光ビームおよび約900nmの波長の光ビームを挙げることができる。約850nmと約900nmの2波長の光ビームを用いると酸化されたチトクロームのみを測定対象とでき、これはチトクロームを指標とした生体内の酸素の濃度の観測および酸素の代謝の観測が可能であることを意味している。

光ビームの波長を選ぶためには、半導体レーザーのような単色光源を光源手段に用いるか、タングステンランプやハロゲンランプのような白色光源を光源手段に用いると共に光線手段もしくは光検出手段にフィルタまたはグレーティングのような分光器を設けるとよい。光検出手段としては、たとえばフォトダイオードやフォトトランジスタやPbSセルを用いることができる。

上記ビーム走査手段は、公知のX線CT装置において提案されているX線走査手段を利用することができる。たとえば特開昭50-156387号における並進/回転方式、特開昭50-28894号における

回転方式、特開昭52-106698号における検出器全周設置/ビーム源回転方式、特開昭51-126088号におけるビーム源および検出器全周設置方式を利用できる。特に、この発明における光線手段および光検出手段は、X線源およびX線検出器よりも小型かつ安価であるから、両者を被測定物体の全周に配置して、電気的に高速走査することを容易に行いうる。

上記データ処理手段は、公知のCT装置において提案されているデータ処理手段を利用することができる。たとえば特開昭50-28385号におけるデータ処理手段を利用できる。

上記映像表示手段は、CRT上に両像を表示する公知の映像表示手段を利用することができる。

(ホ)実施例

第1図に示す(I)は、この発明の光線CT装置の一実施例である。

光源手段(2)は、第2図に示すように、タングステンランプ(3)と干渉フィルタ(4)、(5)とからなり、干渉フィルタ(4)、(5)の切換回転によつて約650nm

の波長の光ビームおよび約750nmの波長の光ビームを交互に放射する。

光検出手段④は、フォトダイオード④と約600nm以下の波長の光をカットする光学フィルタ④とからなる。光学フィルタ④を用いるのは測定室内の照明の影響を防ぐためである。すなわち測定室内の照明をたとえば低圧ナトリウムランプのような光源により行くと、その照明光は光学フィルタ④でカットされるから測定に影響を与えない。

光源手段②と光検出手段④は、対向して配置されており、中間に被測定物体(0)を置くことで透過光を検出する。

ビーム走査手段③は、公知の並進/回転方式のものである。並進モータ③が回転してベルト

(13a)(13b)が回転すれば、光源手段②および光検出手段④が並進し、光ビームが同じ角度を保ちつつ被測定物体(0)を走査する。また、回転モータ④が回転してガントリ④が回転すれば、被測定物体(0)に対する光ビームの角度が変

る。並進走査に関する位置信号は位置センサ④から出力され、角度に関する位置信号は位置センサ④から出力される。

④はコンピュータシステムで、オペレータとの対話、装置全体の電気機械的制御およびデータ処理を行う。すなわち並進走査でプロファイルを得ることを角度を変えて繰返し、多数のプロファイルを得て、これらから光吸収物質の2次元分布を算出する。

約650nmの波長の光ビームはヘモグロビンによって吸収されるので、約650nmの波長に対応する光検出手段④の出力信号から、ヘモグロビンの2次元分布を得ることが可能である。また約750nmの波長の光ビームは、酸素化されたヘモグロビンに対しては約650nmの波長の光ビームと同程度の吸収を受け、脱酸素化されたヘモグロビンに対しては約650nmの波長の光ビームよりも大きな吸収を受けるから、両波長に対する光検出手段④の出力信号の差から、酸素濃度の2次元分布が算出可能である。両波長と光検出手段④の出力信号の対

応は、干渉フィルタ④、④の切替の同期信号によって判別される。さらにデータ採取のタイミングを生体の心拍または呼吸検出器の信号と同期させれば、心拍や呼吸と同期した代謝の状態を把握することができる。

コンピュータシステム④で得られた光吸収物質すなわち測定対象の2次元分布は、CRTディスプレイ④にて映像表示される。

第3図は光源手段②の他の構成例を示すもので、2つの波長の光ビームは、セクターミラー⑦の回転によって交互に被測定物体(0)に放射される。(イ)はレーザーダイオード④、④を用いる組合、(ロ)は色素レーザー装置を用いる組合である。後者において(22a)(23a)はYAGレーザー装置、(22a)(23b)は色素であり、色素(22a)(23b)を選ぶことによって波長を比較的自由に選択できる。

第4図はこの発明の光線CT装置の他の実施例の要部を示すものであり、光ビームは光ファイバによって導くことができる性質を利用した独自の

ビーム走査手段を有している。

すなわち、被測定物体(0)が置かれる空間の周囲に小レンズ(24a)(24b)…(24q)(24r)…を配設する。それらから光ファイバ(25a)(25b)…(25q)(25r)…を導出し、各光ファイバ(25a)(25b)…(25q)(25r)…を光カプラ(26a)(26b)…で各々2つの光ファイバ(27a)(27b)…, (27b)…, (27q)(27q)…, (27r)(27r)…, …に分ける。2つに分けた光ファイバのうち、一方の光ファイバ(27a)(27b)…(27q)(27r)…の端部は固定板(28)に円周状に並べて固定し、他方の光ファイバ(27a)…, (27b)…, (27q)…, (27r)…, …の端部も固定板(29)に円周状に並べて固定する。固定板(28)には、透孔(31)が開けられた回転遮光板(30)を対向させ、その回転遮光板(30)の後に光源手段②を置く。また固定板(29)には、透孔(33)が開けられた回転遮光板(32)を対向させ、その回転遮光板(32)の後に光検出手段④を置く。

光源手段(2)から出た光ビームは、透孔(31)に位置が対応している1本の光ファイバ(27b)に入り、それに結合されている光ファイバ(25b)を通り、小レンズ(24b)からファンビームとして放射される。ファンビームの照射域内にある光ファイバには光が入射するが、透孔(33)に位置が対応している1本の光ファイバ(27a)に入射した光だけが光検出器(4)に受光される。

そこで回転透光板(30)を所定の位置で固定しておいて回転透光板(32)を回転すれば、1つの位置でのファンビームに対応する複数個のデータの得られるから、回転透光板(30)の位置を変えて同じことを繰返せば、2次元分布を算出するのに十分なデータを得ることができる。

第5図は人の掌の血液循環状態を光線の吸収により観測した状況を示すものである。掌の厚さは約25mmであり、光源手段(2)と光検出手段(4)の間に静置し、上腕部をバンド(B)で締めたり緩めたりして血液循環状態を変えた。第6図はその観測結果であつて、(イ)は光源手段(2)が50Wのタン

グステンランプおよび光フィルタ(透過波長1060nm、半価幅20nm)の場合、(ロ)は光源手段が3Wのレーザダイオード(波長780nm)の場合である。光検出手段(4)はいずれもシリコン・フォトダイオードであり、その出力信号を増幅した電圧をデータとして示した。第6図における白い矢印の時刻にバンド(B)を締め、黒い矢印の時刻にバンド(B)を緩めているが、バンド(B)を締めると掌が鬱血するために酸素欠乏状態となり光の吸収が増加している。

なお、測定対象としてたとえばミオグロビンを選んでもよい。また特定の波長の光に吸収のある物質(液体や気体など)を被測定物体内に注入していわゆる造影法やトレーサ法を適用してもよい。(ハ)発明の効果

この発明の光線CT装置によれば、次のような効果が得られる。

① 被測定物体内の光吸収物質濃度の2次元分布を無侵襲で得ることができる。

② 光吸収物質濃度の2次元分布の時間変化に

基いて、生体の代謝の機能を観測でき、医学的診断に利用できる。

③ 放射線による被曝が無いので安全性が高く、取り扱いや保守が容易である。

④ 光源および検出器はX線源およびX線検出器等と比べて安価で小型であるから、装置自体のコストが安価になり、また小型化できる。またX線防護施設や磁気シールド施設が不要であり、付帯設備のコストが安い。

⑤ 光ビームの波長の選択は容易であるから、所望の測定対象に適した波長で観測できる。

⑥ 2波長または3以上の波長の使用によつて、反射、散乱、測定対象の厚みおよび測定対象以外の光吸収物質による吸収の影響を除去できる。

⑦ 生体や物体に特定の波長の光に吸収のある物質を注入していわゆる造影法やトレーサ法として使用すれば、自然状態では観測できないものでも観測が可能となる。

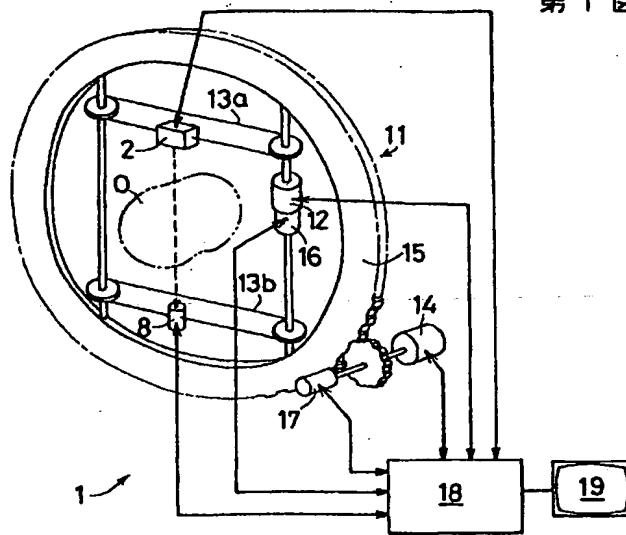
第1図はこの発明の光線CT装置の一実施例の構成説明図、第2図は第1図に示す装置における光源手段と光検出手段の構成説明図、第3図は光源手段の他の例を示す第2図相当図、第4図はこの発明の光線CT装置の他の実施例の各部構成説明図、第5図は光線により血液循環状態を観測する実験の説明図、第6図は第5図に示す実験結果のグラフである。

(1) ……光線CT装置、(2) ……光源手段、
(3) ……タングステンランプ、
(4) ……干渉フィルタ、(7) ……セクターミラー、
(8) ……光検出手段、(9) ……フォトダイオード、
(10) ……光学フィルタ、(11) ……ビーム走査装置、
(12) ……並進モータ、(14) ……回転モータ、
(15) ……位置センサ、(16) ……データ処理装置、
(17) ……CRTディスプレイ。

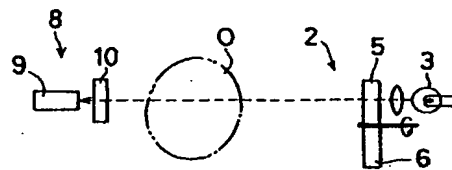
代理人 弁理士 野 村 信太



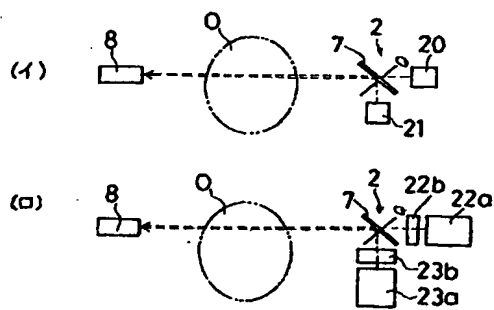
第1図



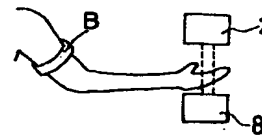
第2図



第3図



第5図



第6図

